



(12)

## EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG

(43) Veröffentlichungstag:  
11.07.2001 Patentblatt 2001/28

(51) Int Cl. 7: A61B 6/00

*same as*  
US 6,442,735

(21) Anmeldenummer: 01200032.9

(22) Anmeldetag: 04.01.2001

(84) Benannte Vertragsstaaten:  
AT BE CH CY DE DK ES FI FR GB GR IE IT LI LU  
MC NL PT SE TR  
Benannte Erstreckungsstaaten:  
AL LT LV MK RO SI

(30) Priorität: 05.01.2000 DE 10000185

(71) Anmelder:

- Philips Corporate Intellectual Property GmbH  
52064 Aachen (DE)
- Benannte Vertragsstaaten:  
DE
- Koninklijke Philips Electronics N.V.  
5621 BA Eindhoven (NL)
- Benannte Vertragsstaaten:  
FR GB NL

(72) Erfinder:  

- Koppe, Reiner Dr.,  
Habsburgerallee 11 D-52064 Aachen (DE)
- Klotz, Erhard  
Habsburgerallee 11 D-52064 Aachen (DE)
- Kuhn, Michael Dr.,  
Habsburgerallee 11 D-52064 Aachen (DE)
- Op de Beek, John Dr.,  
Habsburgerallee 11 D-52064 Aachen (DE)

(74) Vertreter: Volmer, Georg, Dipl.-Ing. et al  
Philips Corporate Intellectual Property GmbH,  
Habsburgerallee 11  
52064 Aachen (DE)

## (54) Verfahren zur Darstellung des zeitlichen Verlaufs des Blutflusses

(57) Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Darstellung des zeitlichen Verlaufs des Blutflusses in einem Untersuchungsobjekt (3) mit den Verfahrensschritten:

- a) Ermittlung einer Serie von Röntgenprojektionsbildern ( $D_i$ ;  $E_i$ ) während einer Kontrastmittelzuführung an die Blutgefäße in dem Untersuchungsobjekt (3),
- b) Ermittlung eines den Verlauf der Blutgefäße in dem Untersuchungsobjekt (3) enthaltenden Bilddatensatzes ( $H$ ;  $K$ ),
- c) Segmentierung der mit Kontrastmittel gefüllten Bereiche der Blutgefäße in den einzelnen Röntgenprojektionsbildern ( $D_i$ ;  $E_i$ ),
- d) zeitliche Kodierung des Bilddatensatzes ( $H$ ;  $K$ ) durch Vergleich des Bilddatensatzes ( $H$ ;  $K$ ) mit den segmentierten Röntgenprojektionsbildern ( $D'_i$ ;  $E'_i$ ) und
- e) Darstellung eines oder mehrerer aus dem zeitlich kodierten Bilddatensatz ( $H'$ ;  $R'$ ) erstellter, den zeitlichen Verlauf des Blutflusses darstellender Bilder (B).

Die Erfindung betrifft außerdem eine entsprechend ausgestaltete Röntgeneinrichtung.

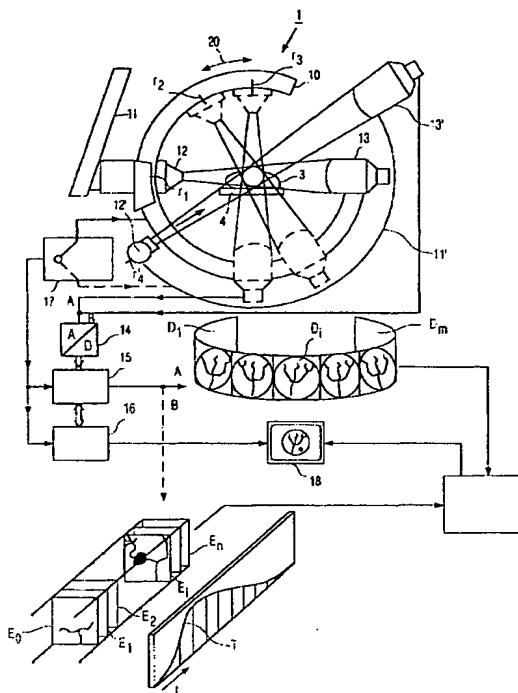


FIG. 1

## Beschreibung

**[0001]** Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Darstellung des zeitlichen Verlaufs des Blutflusses in einem Untersuchungsobjekt sowie eine Röntgeneinrichtung zur Durchführung dieses Verfahrens.

**[0002]** Aus der EP 860 696 A2 ist ein Verfahren bekannt, das es ermöglicht, verteilte Strukturen, z.B. ein mit Kontrastmittel gefülltes Gefäßsystem, in einem synthetischen Projektionsbild darzustellen, das die in einem vorgebbaren Teilvolumen befindlichen Teile des Gefäßsystems deutlicher wiedergibt als die aus unterschiedlichen Perspektiven aufgenommenen Röntgenaufnahmen, aus denen dieses Projektionsbild abgeleitet wird. Mit diesem Verfahren ergibt sich somit ein zeitlich gemitteltes "eingefrorenes" Bild des Gefäßbaumes, wobei der zeitliche Verlauf des Blutflusses nicht sichtbar ist.

**[0003]** Bei der dreidimensionalen Rotationsangiographie wird eine Serie von Röntgenprojektionsbildern des Untersuchungsobjekts aus unterschiedlichen Projektionsrichtungen erstellt, während ein Kontrastmittel in die Blutgefäße des Untersuchungsobjekts gespritzt wird. Aus diesen Röntgenprojektionsbildern wird mittels eines bekannten Rekonstruktionsalgorithmus, z.B. des Feldkamp-Algorithmus, ein dreidimensionales Bild erstellt, das zeitlich gemittelt den Gefäßbaum im Raum zeigt. Auch bei der zweidimensionalen Angiographie ist es bekannt, ein zweidimensionales "eingefrorenes" Bild des Gefäßbaumes zu erstellen.

**[0004]** Für verschiedene Anwendungen, wie die Analyse von Pathologien der zerebralen Gefäße, z.B. bei Gefäßmißbildungen (Stenosen, arterien-venösen Mißbildungen), ist es jedoch von Bedeutung, den zeitlichen Verlauf des Blutflusses zu kennen und darstellen zu können. Der Erfindung liegt deshalb die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren anzugeben, mit dem sich der zeitliche Verlauf des Blutflusses in einem Untersuchungsobjekt darstellen lässt, und eine entsprechende Röntgeneinrichtung zur Durchführung dieses Verfahrens zu schaffen.

**[0005]** Dabei soll auch berücksichtigt werden, dass ein Kontrastmittel nicht mehrfach demselben Patienten in kurzer Zeit injiziert werden kann, so dass das Verfahren möglichst mit einer einzigen Kontrastmittelinjektion auskommen soll. Außerdem sollen die Bilder in möglichst kurzer Zeit, mit einem möglichst geringen Aufwand und in möglichst hoher Auflösung erstellbar sein.

**[0006]** Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß durch das in Anspruch 1 angegebene Verfahren und die in Anspruch 10 angegebene Röntgeneinrichtung gelöst.

**[0007]** Die Erfindung geht dabei von der Erkenntnis aus, dass ein Bilddatensatz, der ein zweidimensionaler oder dreidimensionaler Bilddatensatz sein kann und Informationen über den Verlauf der Blutgefäße in dem Untersuchungsobjekt enthält, zeitlich kodiert werden kann, so dass er auch Informationen über den zeitlichen Verlauf des Blutflusses enthält. Diese zeitliche Kodierung

erfolgt erfindungsgemäß dadurch, dass der Bilddatensatz mit einer Serie von Röntgenprojektionsbildern verglichen wird, wobei die Röntgenprojektionsbilder zeitlich nacheinander erstellt wurden und jeweils die Information über die Verteilung eines injizierten Kontrastmittels in den Blutgefäßen zu einem anderen Zeitpunkt enthalten. Dadurch, dass jedes Röntgenprojektionsbild mit dem Bilddatensatz einzeln verglichen wird, d.h., dass jeder Bildwert des Bilddatensatzes mit den Bildwerten

- 5 der einzelnen Röntgenprojektionsbilder verglichen werden, wird quasi überprüft, welche Teile des in dem Bilddatensatz enthaltenen Gefäßbaumes jeweils zu den einzelnen Zeitpunkten, denen die Röntgenprojektionsbilder zugeordnet sind, mit Kontrastmittel gefüllt sind.
- 10 Durch geeignete Darstellungsmethoden lässt sich der auf diese Weise zeitlich kodierte Bilddatensatz in ein oder mehrere Bilder umrechnen, die den zeitlichen Verlauf des Blutflusses darstellen.

**[0008]** Die in Anspruch 2 angegebene Ausgestaltung ist besonders für die zweidimensionale Rotationsangiographie geeignet. Diese liefert bereits einen zweidimensionalen Röntgenbilddatensatz, beispielsweise ein zweidimensionales Röntgenprojektionsbild, das den mit Kontrastmittel gefüllten Gefäßbaum komplett enthält und ein bereits früher erstellter oder ein aktueller Röntgenbilddatensatz sein kann. Die aktuellen während einer Kontrastmittelzuführung aus einer festen Röntgenposition ermittelten Röntgenprojektionsbilder werden gemäß dieser Ausgestaltung voneinander subtrahiert, so dass jedes Differenzbild die Information enthält, welchen Weg das Kontrastmittel in dem Gefäßbaum zwischen den zwei Zeitpunkten zurückgelegt hat, zu denen die beiden voneinander subtrahierten Röntgenprojektionsbilder ermittelt wurden. Diese Differenzbilder werden dann zur zeitlichen Kodierung des Röntgenbilddatensatzes benutzt.

- 20
- 25
- 30
- 35
- 40
- 45
- 50
- 55

**[0009]** Eine weiterführende Ausgestaltung dieses Verfahrens ist in Anspruch 3 angegeben. Diese Ausgestaltung stellt eine einfache Möglichkeit dar, wie der Vergleich des Bilddatensatzes mit den Differenzbildern erfolgen kann. Um die Bildgenauigkeit zu erhöhen, wird demnach zunächst aus dem Röntgenbilddatensatz ein Teil-Röntgenbilddatensatz segmentiert, der nur noch die Information über den Verlauf der Blutgefäße enthält. Anschließend werden für jedes Differenzbild ein zugeordneter Teilpixelsatz derart ermittelt, dass die Pixel der einzelnen Differenzbilder mit den Pixeln des Teil-Röntgenbilddatensatzes verglichen werden und dass jedem Teilpixelsatz diejenigen Pixel des Teil-Röntgenbilddatensatzes zugeordnet werden, für welches das zugehörige Differenzbild korrespondierende Pixel aufweist. Jeder Teilpixelsatz enthält somit die Information über die Verteilung des Kontrastmittels zu einem bestimmten Zeitpunkt, und aus den Teilpixelsätzen können ein oder mehrere Projektionsbilder erstellt werden, die den zeitlichen Verlauf des Blutflusses zeigen.

**[0010]** Bei der bevorzugten Weiterbildung gemäß Anspruch 4 werden die Röntgenprojektionsbilder aus un-

terschiedlichen Positionen ermittelt. Der Bilddatensatz ist dabei ein aus diesen Röntgenprojektionsbildern ermittelter dreidimensionaler Röntgenbilddatensatz. Bei dieser Weiterbildung wird somit nur eine einzige Serie von Röntgenprojektionsbildern aus unterschiedlichen Richtungen ermittelt, die auch die zeitliche Information enthalten. Nach Segmentierung der Blutgefäße in diesen Röntgenprojektionsbildern werden diese mit dem Röntgenbilddatensatz beispielsweise dadurch verglichen und zeitlich kodiert, dass mit Hilfe der bekannten Abbildungsgeometrie der Röntgeneinrichtung Pseudo-Projektionsbilder aus dem Röntgenbilddatensatz berechnet und mit den tatsächlichen Röntgenprojektionsbildern verglichen werden.

[0011] Eine besonders vorteilhafte Weiterbildung, die ebenfalls für die dreidimensionale Rotationsangiographie geeignet ist, ist in Anspruch 5 angegeben. Dabei werden zwei Serien von Röntgenprojektionsbildern ermittelt, die erste Serie aus einer festen Röntgenposition, die zweite Serie aus unterschiedlichen Röntgenpositionen. Dies kann entweder zeitlich nacheinander erfolgen, wobei allerdings zwei Kontrastmittelinjektionen erforderlich sind, oder auch zeitgleich mit einer Röntgeneinrichtung mit zwei bildgebenden Einheiten. Aus den Röntgenprojektionsbildern der ersten Serie werden Differenzbilder ermittelt, die wie oben beschrieben die zeitliche Information tragen, während aus den Röntgenprojektionsbildern der ersten Serie mittels eines bekannten Rekonstruktionsalgorithmus ein dreidimensionaler Röntgenbilddatensatz ermittelt wird. Dieser wird dann mittels der Differenzbilder zeitlich kodiert. Diese Weiterbildung, insbesondere die Bildung von Differenzbildern als Träger der zeitlichen Information, hat den Vorteil, dass in den Differenzbildern immer nur die zeitliche Veränderung des Kontrastmittelflusses (= des Blutflusses) in einem bestimmten Zeitintervall enthalten ist, während bei unmittelbarer Ausnutzung der Röntgenprojektionsbilder als Träger der zeitlichen Information immer die gesamte Verteilung des Kontrastmittels in dem Gefäßsystem enthalten und deshalb die Information wesentlich ungenauer ist. Dies hängt auch damit zusammen, dass sich das Kontrastmittel sehr schnell in dem gesamten zu betrachtenden Gefäßsystem verteilt, so dass die Unterschiede der Verteilung des Kontrastmittels zwischen zwei relativ kurz aufeinanderfolgenden Zeitpunkten nur relativ gering sind.

[0012] In den Ansprüchen 6 und 7 sind bevorzugte Möglichkeiten angegeben, nach denen die zeitliche Kodierung des Bilddatensatzes und der Vergleich des Bilddatensatzes mit den segmentierten Röntgenprojektionsbildern erfolgen kann. Die in Anspruch 7 angegebenen Verfahrensschritte entsprechen dabei dem aus der EP 880 109 A2 bekannten Verfahren, auf deren Offenbarungsgehalt hiermit ausdrücklich Bezug genommen wird und der als in die vorliegende Anmeldung mit aufgenommen gelten soll. Aus dieser Druckschrift ist ein Verfahren zur Ermittlung der räumlichen Transformation zwischen einem durch einen Datensatz dreidimensional

abgebildeten Objekt und dem Objekt selbst bekannt. Von einem Teil des durch den Datensatz darstellten Volumens wird dort ein Pseudo-Projektionsbild berechnet und mit einer Röntgenprojektionsaufnahme des Objekts selbst verglichen. Die Parameter, die der Berechnung des Pseudo-Projektionsbildes zugrunde liegen, werden dabei so lange variiert, bis sich eine optimale Übereinstimmung ergibt.

5 [0013] Dieses Verfahren kann bei der vorliegenden 10 Erfindung vorteilhaft und in entsprechender Weise angewendet werden.

[0014] Vorteilhafte Weiterbildungen, betreffend die 15 Darstellung des zeitlichen Verlaufs des Blutflusses, sind in den Ansprüchen 8 und 9 angegeben. Beispielsweise kann die Zeitinformation in eine Farbkodierung umgewandelt werden, so dass der komplette zwei- oder dreidimensionale Datensatz mit der entsprechenden Farbkodierung als ein Bild dargestellt werden kann. Die kodierten Teilstücke bzw. Teilvoxelsätze können auch 20 zeitlich nacheinander z.B. in einer Endlosschleife dargestellt werden, so dass der Eindruck vermittelt wird, als ob das Blut durch die Blutgefäße fließen würde. Denkbar ist auch, Darstellungen aus beliebigen Betrachtungswinkeln zu ermöglichen oder die Darstellung rotieren zu lassen.

[0015] Eine zur Durchführung des erfindungsgemäßen 25 Verfahrens geeignet ausgestaltete Röntgeneinrichtung ist in Anspruch 10 angegeben, die auch, wie in der Ausgestaltung gemäß Anspruch 11 angegeben ist, eine zweite bildgebende Einheit aufweisen kann.

Die Erfindung wird nachfolgend anhand der Zeichnungen näher erläutert. Es zeigen:

35 [0016]

Fig. 1 eine Röntgeneinrichtung zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens,

Fig. 2 ein Ablaufschema einer ersten Ausgestaltung des erfindungsgemäßen Verfahrens,

40 Fig. 3 eine Skizze zur Erläuterung der zeitlichen Kodierung,

Fig. 4 ein Ablaufschema einer zweiten Ausgestaltung des erfindungsgemäßen Verfahrens und

45 Fig. 5 ein Ablaufschema einer dritten Ausgestaltung des erfindungsgemäßen Verfahrens.

[0017] In Fig. 1 ist eine Röntgeneinrichtung 1 gezeigt, die der Erstellung zweidimensionaler Röntgenaufnahmen eines auf einem Tisch 4 befindlichen Untersuchungsobjekts 3, beispielsweise eines Patienten, dient. Diese weist eine Röntgenquelle 12 und einen Röntgendetektor 13 auf, die aufeinander ausgerichtet und an einem C-Bogen 10 befestigt sind, der seinerseits an einem nur teilweise dargestellten Stativ 11 gehalten ist. Der C-Bogen 10 kann einerseits um eine waagerechte Achse geschwenkt und andererseits mittels eines nicht näher dargestellten Motorantriebs in Richtung des Dop-

pelpfeils 20 um z.B. 180° um seinen Mittelpunkt bewegt werden. Bei dieser Bewegung kann eine Vielzahl von Röntgenaufnahmen erzeugt werden, die das Untersuchungsobjekt 3 aus verschiedenen reproduzierbaren Perspektiven bzw. Röntgenpositionen  $r_1, r_2, r_3$  der bildgebenden Einheit 12, 13 abbilden. Weiter ist eine zweite Röntgenquelle 12' und ein zweiter Röntgendetektor 13' vorgesehen, die an einer Haltevorrichtung 11' angeordnet sind und Röntgenaufnahmen des Untersuchungsobjekts 3 aus einer festen Röntgenposition  $r_4$  erstellen können.

**[0018]** Die Röntgendetektoren 13, 13' können jeweils ein Röntgenbildverstärker mit einer daran angeschlossenen Fernsehkette sein, deren Ausgangssignale von einem Analog-Digital-Wandler 14 digitalisiert und in einem Speicher 15 gespeichert werden. Die von der bildgebenden Einheit 12, 13 aus unterschiedlichen Röntgenpositionen  $r_1, \dots, r_1, \dots, r_m$  (von denen in der Zeichnung nur die Positionen  $r_1, r_2, r_3$  explizit dargestellt sind) erfassten Röntgenprojektionsbilder  $D_1, \dots, D_i, \dots, D_m$  können von einer Bildverarbeitungseinheit 16 verarbeitet und einzeln oder als Bildfolge auf einem Monitor 18 dargestellt werden. Auch die von der bildgebenden Einheit 12', 13' aus der festen Röntgenposition  $r'$  zu diskreten Zeitpunkten  $t$  während eines Kontrastmittelbolus T aufgenommenen Röntgenprojektionsbilder  $E_0, E_1, E_2, \dots, E_n$  können von der Bildverarbeitungseinheit 16 verarbeitet und auf dem Monitor 18 dargestellt werden. Die Steuerung der einzelnen Komponenten der Röntgeneinrichtung erfolgt mit Hilfe einer Steuereinheit 17.

**[0019]** Weiter ist eine Recheneinheit 19 vorgesehen, der die Röntgenprojektionsaufnahmen  $D_i$  und  $E_j$  zugeführt werden, welche daraus die zur Darstellung des zeitlichen Verlaufs des Blutflusses in den untersuchten Gefäßen des Untersuchungsobjekts 3 ermittelt. Diese können wiederum auf dem Monitor 18 dargestellt werden.

**[0020]** Anhand des in Fig. 2 gezeigten Ablaufschemas einer ersten Ausgestaltung des erfindungsgemäß Verfahrens soll die Erfindung näher erläutert werden. Nach der Initialisierung (Verfahrensschritt 100) wird nach einer Kontrastmittel injektion der C-Bogen 10 schrittweise um seinen Mittelpunkt bewegt und gleichzeitig eine Serie von m Röntgenprojektionsbildern  $D_i$  erstellt (z.B.  $m=100$ ), die das Untersuchungsobjekt 3 und die darin befindlichen mit einem Kontrastmittel gefüllten Blutgefäße aus unterschiedlichen Perspektiven darstellen (Schritt 101). Diese Röntgenprojektionsbilder  $D_i$  bilden einen dreidimensionalen Röntgenbilddatensatz K.

**[0021]** In einem zeitgleich oder zeitlich später (nach einer erneuten Kontrastmittel injektion) stattfindenden Verfahrensschritt 102 wird mittels der bildgebenden Einheit 12', 13' aus einer festen Perspektive eine zweite Serie von Röntgenprojektionsbildern  $E_j$  aufgenommen. Im nachfolgenden Verfahrensschritt 103 werden einerseits Abbildungsfehler korrigiert, die beispielsweise durch die Unvollkommenheit des Bildaufnehmers oder durch die mechanische Verformung des C-Bogens zustande

kommen. Andererseits wird aus den Röntgenprojektionsausnahmen  $D_i$  ein dreidimensionales Konstruktionsbild R mittels eines bekannten Rekonstruktionsalgorithmus erstellt. Aus diesem Rekonstruktionsbild R wird

5 im Verfahrensschritt 104 ein Teilrekonstruktionsbild R' ermittelt, das im wesentlichen oder ausschließlich Informationen über den Verlauf der Blutgefäße in dem untersuchten Bereich enthält. Dieses Teilrekonstruktionsbild R' enthält q Voxel  $V_k$ , die durch ihre Koordinaten im

10 Raum gekennzeichnet sind.

**[0022]** In einem weiteren Verfahrensschritt 105 werden aus jeweils zwei zeitlich aufeinanderfolgend aufgenommenen Röntgenprojektionsbildern  $E_{j-1}$  und  $E_j$  Differenzbilder  $F_j$  ermittelt, die nur noch die Information enthalten, welchen Weg das Kontrastmittel in dem Zeitraum zurückgelegt hat, der zwischen der Erstellung der beiden Röntgenprojektionsbildern  $E_{j-1}$  und  $E_j$  liegt.

**[0023]** Nachfolgend wird jedes der n Differenzbilder  $F_j$  mit dem Teilrekonstruktionsbild R' verglichen, wodurch dieses zeitlich kodiert wird. Dazu wird im Verfahrensschritt 106 jedes der q Voxel  $V_k$  des Teilrekonstruktionsbildes R' auf jedes Differenzbild  $F_j$  projiziert, d.h. es wird aus dem Teilrekonstruktionsbild R' ein Pseudo-Projektionsbild berechnet und mit den einzelnen Differenzbildern  $F_j$  verglichen. Zur Berechnung dieses Pseudo-Projektionsbildes muß die Geometrie der bildgebenden Einheit 12', 13' bekannt sein, damit das Koordinatensystem des Pseudo-Projektionsbildes mit dem Koordinatensystem der Röntgenprojektionsbilder  $E_j$  und der Differenzbilder  $F_j$  übereinstimmt.

**[0024]** Durch den Vergleich der Voxel  $V_k$  des Teilrekonstruktionsbildes R' bzw. der Pixel des Pseudo-Projektionsbildes mit den Pixeln  $P_1$  der einzelnen Differenzbilder  $F_j$  werden jeweils die Voxel des Teilrekonstruktionsbildes R' markiert, für welche das entsprechende Differenzbild  $F_j$  ein korrespondierendes Pixel aufweist. Diese markierten Voxel werden in Verfahrensschritt 107 zu einem Teilvoxelsatz  $L_1$  zusammengefaßt.

**[0025]** Vereinfacht gesagt wird in den Verfahrensschritten 106 und 107 überprüft, in welchen Abschnitt des Gefäßsystems das Kontrastmittel in einem Zeitintervall zwischen der Erstellung zweier Röntgenprojektionsbilder  $E_{j-1}$  und  $E_j$  vorgedrungen ist bzw. aus welchem Abschnitt des Gefäßsystems das Kontrastmittel

45 in diesem Zeitintervall abgeflossen ist, und die Voxel in dem Teilrekonstruktionsbild R', die diesen Gefäßabschnitt darstellen, werden entsprechend markiert und als Teilvoxelsatz  $L_j$  zusammengefaßt. Dieser Verfahrensschritte wird n-mal durchgeführt, also für jedes Differenzbild  $F_j$  einmal. Daraus ergeben sich n Teilvoxelsätze  $L_j$ , aus denen sich im Verfahrensschritt 108 ein oder mehrere Bilder B erstellen lassen, die den zeitlichen Verlauf des Blutflusses darstellen. Beispielsweise

50 können die Voxel jedes Teilvoxelsatzes  $L_j$  farblich anders dargestellt in einem Gesamtbild gezeigt werden. In Verfahrensschritt 109 ist das Verfahren schließlich beendet.

**[0026]** Anhand der Figur 3 soll insbesondere der Ver-

fahrensschritt 106 nochmals veranschaulicht werden. Nachdem aus den Röntgenprojektionsbildern  $D_i$  in mehreren Schritten ein Teilrekonstruktionsbild  $R'$  ermittelt wurde, das nur noch die Information über die Gefäßstruktur enthält, werden die Pixel  $V_k$  dieses Teilrekonstruktionsbildes  $R'$  auf die Differenzbilder  $F_j$  projiziert. Bei der Projektion auf das erste Differenzbild  $F_1$  wird das Voxel  $V_1$  entlang des Projektionsstrahls 21 auf das Pixel  $P_1$  projiziert. Anhand der Graufärbung, die verdeutlichen soll, dass ein Voxel bzw. ein Pixel einen Teil einer Gefäßstruktur darstellt, was beispielsweise anhand des über oder unter einem bestimmten Grenzwert liegende Bildwertes festgestellt werden kann, ist erkennbar, dass zu dem Voxel  $V_1$  ein korrespondierendes Pixel  $P_1$  in dem Differenzbild  $F_1$  existiert. Dies bedeutet, dass der durch das Voxel  $V_1$  dargestellte Abschnitt des Gefäßsystems in dem zu dem Differenzbild  $F_1$  korrespondierenden Zeitraum mit Kontrastmittel gefüllt worden ist. Das Voxel  $V_1$  wird deshalb markiert, was symbolisch durch den Pfeil 22 gezeigt ist.

[0027] Entsprechendes gilt für das Voxel  $V_2$ , das auf das Pixel  $P_2$  projiziert und ebenfalls markiert wird. Das Voxel  $V_3$ , das auf das Pixel  $P_3$  projiziert wird, wird dagegen nicht markiert, da in dem Differenzbild  $F_1$  das Pixel  $P_3$  bzw. der durch dieses Pixel dargestellte Teil des Untersuchungsobjekts nicht mit Kontrastmittel gefüllt worden ist.

[0028] Nach dieser Methode werden alle Voxel  $V_k$  des Teilrekonstruktionsbildes  $R'$  oder zumindest alle Voxel, die das Gefäßsystem abbilden, nacheinander mit den Pixeln jedes einzelnen Differenzbildes  $F_j$  verglichen und markiert. In dem gezeigten Beispiel bilden die Voxel  $V_1$  und  $V_2$ , die nach dem Vergleich mit dem Differenzbild  $F_1$  als einzige markiert sind, den Teilvoxelsatz  $L_1$ , der in einem am Ende des Verfahrens erstellten dreidimensionalen Rekonstruktionsbild mit einer ersten Farbe dargestellt werden kann. Der Teilvoxelsatz  $L_1$  enthält also alle Voxel, in die in dem Zeitraum zwischen der Erstellung der Röntgenprojektionsbilder  $E_0$  und  $E_1$  Kontrastmittel eingeströmt ist.

[0029] Ein Teilrekonstruktionsbild  $R'$  kann auch auf andere Weise als anhand von Fig. 2 beschrieben erhalten werden, beispielsweise durch Subtraktionsangiographie. Dazu werden mittels der bildgebenden Einheit 12, 13 zwei Serien von Röntgenprojektionsbildern aus unterschiedlichen Röntgenpositionen erstellt, einmal mit und einmal ohne Kontrastmittelzuführung. Die jeweils aus derselben Röntgenposition erstellten Röntgenprojektionsbilder der beiden Serien werden dann voneinander subtrahiert, und die resultierenden Projektionsbilder werden zu dem gewünschten Teilrekonstruktionsbild  $R'$  rekonstruiert.

[0030] In Fig. 4 ist eine weitere Ausgestaltung des erfundsgemäßen Verfahrens als Ablaufschema dargestellt. Diese unterscheidet sich von der in Fig. 2 gezeigten Ausgestaltung zunächst dadurch, dass nur eine einzige Serie von Röntgenprojektionsbildern  $D_1$  ermittelt wird; es werden also keine Röntgenprojektionsbilder  $E_1$

aus einer festen Röntgenposition ermittelt, so dass auch die zweite bildgebende Einheit 12', 13'

(siehe Fig. 1) entfallen kann. Ansonsten entsprechen die Verfahrensschritte 200 bis 203 unverändert den Verfahrensschritten 100 bis 104, wobei Verfahrensschritt 102 entfällt.

[0031] Im anschließenden Verfahrensschritt 204 werden die Röntgenprojektionsbilder  $D_i$  segmentiert, d.h., es werden in den einzelnen Bildern  $D_i$  die die Gefäßstrukturen darstellenden Pixel ausgewählt und ausschließlich in den segmentierten Röntgenprojektionsbildern  $D'_i$  dargestellt, während andere Bildelemente, wie z.B. der Hintergrund oder andere Organe, eliminiert werden. Dies kann beispielsweise mittels der Bildwerte erfolgen, die für die mit Kontrastmittel gefüllten Gefäße über bzw. unter einem bestimmten Grenzwert liegen, während dies für andere Bildelemente in der Regel nicht der Fall ist.

[0032] Diese segmentierten Röntgenprojektionsbilder  $D'_i$  werden nachfolgend einzeln nacheinander mit dem Teilrekonstruktionsbild  $R'$  verglichen, bzw. es werden die Pixel  $P_j$  der segmentierten Röntgenprojektionsbilder  $D'_i$  mit den Voxeln  $V_k$  des Teilrekonstruktionsbildes  $R'$  verglichen. Dies erfolgt auf die gleiche Weise, wie anhand von Fig. 3 für die Differenzbilder  $F_j$  beschrieben wurde. Ebenso erfolgen die Erstellung der Teilvoxelsätze  $L_1$  und die Erstellung der Bilder B zur Darstellung des Verlaufs des Blutflusses in den Verfahrensschritten 206 und 207 auf die gleiche Weise wie bereits oben beschrieben. Im Verfahrensschritt 208 ist das Verfahren wiederum beendet.

[0033] Zwar hat diese Ausgestaltung gegenüber der anhand von Fig. 2 erläuterten Ausgestaltung den Vorteil, dass nur eine bildgebende Einheit (12, 13) erforderlich ist und dass nur eine einzige Serie von Röntgenprojektionsbildern  $D_i$  erstellt werden muß. Die Segmentierung dieser Bilder  $D_i$  in Verfahrensschritt 204 kann jedoch in der Praxis schwierig sein und zu Ungenauigkeiten führen. Außerdem ist der Informationsgehalt in den

segmentierten Röntgenprojektionsbildern  $D'_i$  ein anderer als in den Differenzbildern  $F_j$ , die die zeitliche Veränderung des Blutflusses in einem Zeitintervall enthalten, während die segmentierten Röntgenprojektionsbilder  $D'_i$  den gesamten mit Kontrastmittel gefüllten Bereich des Gefäßsystems zeigen.

[0034] Eine dritte Ausgestaltung des erfundsgemäßen Verfahrens soll anhand von Fig. 5 erläutert werden. Nach dem Verfahrensstart in Schritt 300 wird ein zweidimensionaler Röntgenbilddatensatz H in Verfahrensschritt 301 ermittelt. Dieser kann ein einziges den komplett mit Kontrastmittel gefüllten Gefäßbaum darstellendes Röntgenprojektionsbild oder ein aus mehreren einzelnen Röntgenprojektionsbildern zusammengesetztes Bild sein. Dieser Datensatz H kann auch zu einem früheren Zeitpunkt bereits ermittelt worden sein. In Verfahrensschritt 302 wird mittels der bildgebenden Einheit (12, 13) eine Serie von Röntgenprojektionsbildern  $E_j$  aus einer festen Röntgenposition nach einer

Kontrastinjektion erstellt. Zeitgleich oder anschließend wird in Verfahrensschritt 303 der zweidimensionale Bilddatensatz  $H$  segmentiert, so dass in dem segmentierten Bilddatensatz  $H'$  nur noch die Gefäßstrukturen enthalten sind.

**[0035]** Aus jeweils zwei zeitlich nacheinander ermittelten Röntgenprojektionsbildern  $E_{j-1}$ ,  $E_j$  werden in Verfahrensschritt 304 Differenzbilder  $F_j$  mit dem bereits oben beschriebenen Informationsgehalt ermittelt. Diese Differenzbilder  $F_j$  werden nun einzeln nacheinander mit dem segmentierten Bilddatensatz verglichen, d.h., es werden die Pixel  $P_i$  jedes einzelnen Differenzbildes  $F_j$  mit den Pixeln  $P_k$  des segmentierten zweidimensionalen Bilddatensatzes  $H'$  verglichen. Dazu ist erforderlich, dass die Röntgenprojektionsbilder  $E_j$  und der zweidimensionale Bilddatensatz mit derselben bildgebenden Einheit aus derselben Röntgenposition erfasst wurde. Durch diesen Vergleich im Verfahrensschritt 305 werden für jedes Differenzbild  $F_j$  in Verfahrensschritt 306 ein zugehöriger Teilpixelsatz  $M_j$  erstellt, der mit den weiter oben beschriebenen Teilvoxelsätzen  $L_j$  vergleichbar ist und die Information enthält, welche Pixel des segmentierten Bilddatensatzes  $H'$  einen Teil des Gefäßsystems zeigen, das sich in einem bestimmten Zeitintervall mit Kontrastmittel gefüllt hat bzw. aus dem in diesem Zeitintervall das Kontrastmittel abgeflossen ist.

**[0036]** Nach n-maliger Durchführung der Verfahrensschritte 305 und 306 ist das gesamte segmentierte Bild H' zeitlich kodiert, und es können ein oder mehrere Bilder zur Veranschaulichung des zeitlichen Verlaufs des Blutflusses in diesem Bild dargestellt werden (Schritt 307), wonach das Verfahren beendet ist (Schritt 308).

**[0037]** Die gezeigte Röntgeneinrichtung und die gezeigten Ausgestaltungen des erfindungsgemäßen Verfahrens sind lediglich beispielhaft zu verstehen. Die Röntgeneinrichtung kann auch anders ausgestaltet sein. Auch einzelne Verfahrensschritte, wie beispielsweise die Ermittlung von Röntgenprojektionsbildern, kann in der Praxis anders erfolgen.

### **Patentansprüche**

1. Verfahren zur Darstellung des zeitlichen Verlaufs des Blutflusses in einem Untersuchungsobjekt (3) mit den Verfahrensschritten:
  - a) Ermittlung einer Serie von Röntgenprojektionsbildern ( $D_i; E_j$ ) während einer Kontrastmittelzuführung an die Blutgefäße in dem Untersuchungsobjekt (3),
  - b) Ermittlung eines den Verlauf der Blutgefäße in dem Untersuchungsobjekt (3) enthaltenden Bilddatensatzes ( $H; K$ ),
  - c) Segmentierung der mit Kontrastmittel gefüllten Bereiche der Blutgefäße in den einzelnen Röntgenprojektionsbildern ( $D_i; E_j$ ),
  - d) zeitliche Kodierung des Bilddatensatzes ( $H;$

K) durch Vergleich des Bilddatensatzes (H; K) mit den segmentierten Röntgenprojektionsbildern ( $D'_i$ ;  $F_i$ ) und

e) Darstellung eines oder mehrerer aus dem zeitlich kodierten Bilddatensatz ( $H'$ ;  $R'$ ) erstellter, den zeitlichen Verlauf des Blutflusses darstellender Bilder (B).

10 2. Verfahren nach Anspruch 1,  
dadurch gekennzeichnet,  
dass die Röntgenprojektionsbilder ( $E_j$ ) aus einer fe-  
sten Röntgenposition ( $r_4$ ) ermittelt werden, dass der  
Bilddatensatz ein zweidimensionaler Röntgenbild-  
datensatz ( $H$ ) ist, dass zur Segmentierung der  
Röntgenprojektionsbilder ( $E_j$ ) Differenzbilder ( $F_j$ )  
aus jeweils zwei zeitlich aufeinander folgenden  
Röntgenprojektionsbildern ( $E_j$ ) ermittelt werden  
und dass die zeitliche Kodierung durch Vergleich  
des zweidimensionalen Röntgenbilddatensatzes  
( $H$ ) mit den Differenzbildern ( $F_j$ ) erfolgt.

15 3. Verfahren nach Anspruch 2,  
dadurch gekennzeichnet,  
dass ein die Information über den Verlauf der Blut-  
gefäße enthaltender Teil-Röntgenbilddatensatz ( $H'$ )  
aus dem Röntgenbilddatensatz ( $H$ ) segmentiert  
wird, dass die Pixel ( $P_k$ ) des Teil-Röntgenbilddaten-  
satzes ( $H'$ ) auf die Differenzbilder ( $F_j$ ) projiziert wer-  
den, dass für die einzelnen Differenzbilder ( $F_j$ ) zu-  
geordnete Teipixelsätze ( $M_j$ ) ermittelt werden, wo-  
bei einem Teipixelsatz ( $M_j$ ) diejenigen Pixel ( $P_k$ )  
des Teil-Röntgenbilddatensatzes ( $H'$ ) zugeordnet  
werden, für welche das zugehörige Differenzbild  
( $F_j$ ) korrespondierende Pixel ( $P_j$ ) aufweist, und dass  
aus den Teipixelsätzen ( $P_j$ ) ein oder mehrere zwei-  
dimensionale Projektionsbilder ( $B$ ) erstellt werden.

20 4. Verfahren nach Anspruch 1,  
dadurch gekennzeichnet,  
dass die Röntgenprojektionsbilder ( $D_1$ ) aus unter-  
schiedlichen Röntgenpositionen ( $r_1, r_2, r_3$ ) ermittelt  
werden und dass der Bilddatensatz ein aus diesen  
Röntgenprojektionsbildern ( $D_1$ ) ermittelter dreidi-  
mensionaler Röntgenbilddatensatz ( $K$ ) ist.

25 5. Verfahren nach Anspruch 1,  
dadurch gekennzeichnet,  
dass die Röntgenprojektionsbilder ( $E_j$ ) aus einer fe-  
sten Röntgenposition ( $r_4$ ) ermittelt werden, dass ei-  
ne zweite Serie von Röntgenprojektionsbildern ( $D_1$ )  
aus unterschiedlichen Röntgenpositionen ( $r_1, r_2, r_3$ )  
ermittelt werden, dass der Bilddatensatz ein aus der  
zweiten Serie von Röntgenprojektionsbildern ( $D_1$ )  
ermittelter dreidimensionaler Röntgenbilddaten-  
satz ( $K$ ) ist und dass zur Segmentierung der Rönt-  
genprojektionsbilder ( $E_j$ ) der ersten Serie Differenz-  
bilder ( $F_j$ ) aus jeweils zwei zeitlich aufeinander fol-  
genden Röntgenprojektionsbildern ( $E_j$ ) ermittelt

werden

6. Verfahren nach Anspruch 4 oder 5,  
dadurch gekennzeichnet,  
dass aus dem Röntgenbilddatensatz (K) ein dreidimensionales Rekonstruktionsbild (R) ermittelt wird,  
dass aus dem Rekonstruktionsbild (R) ein im wesentlichen die Blutgefäße enthaltendes Teilrekonstruktionsbild (R') ermittelt wird und dass die zeitliche Kodierung des Bilddatensatzes (K) durch Vergleich des Teilrekonstruktionsbildes (R') mit den segmentierten Röntgenprojektionsbildern ( $E_j'$ ;  $F_j$ ) erfolgt.

7. Verfahren nach Anspruch 6,  
dadurch gekennzeichnet,  
dass zum Vergleich des Teilrekonstruktionsbildes (R') mit den segmentierten Röntgenprojektionsbildern ( $E_j'$ ;  $F_j$ ) die Voxel ( $V_k$ ) des Teilrekonstruktionsbildes (R') auf die segmentierten Röntgenprojektionsbilder ( $E_j'$ ;  $F_j$ ) projiziert werden, dass für die einzelnen segmentierten Röntgenprojektionsbilder ( $E_j'$ ;  $F_j$ ) zugeordnete Teilvoxelsätze ( $L_j$ ) ermittelt werden, wobei einem Teilvoxelsatz ( $L_j$ ) diejenigen Voxel ( $V_k$ ) zugeordnet werden, für welche das zugehörige Röntgenprojektionsbild ( $E_j'$ ;  $F_j$ ) korrespondierende Pixel ( $P_j$ ) aufweist, und dass aus den Teilvoxelsätzen ( $L_j$ ) ein oder mehrere dreidimensionale Rekonstruktionsbilder (B) erstellt werden.

8. Verfahren nach Anspruch 3 oder 7,  
dadurch gekennzeichnet,  
dass die Teippixelsätze ( $P_j$ ) bzw. die Teilvoxelsätze ( $L_j$ ) mit unterschiedlicher Farbe in dem Projektionsbild (B) bzw. dem Rekonstruktionsbild (B) dargestellt werden.

9. Verfahren nach Anspruch 3 oder 7,  
dadurch gekennzeichnet,  
dass aus jedem Teippixelsatz ( $P_j$ ) bzw. Teilvoxelsatz ( $L_j$ ) ein Rekonstruktionsbild (B) erstellt wird und dass diese Rekonstruktionsbilder (B) in schneller zeitlicher Folge nacheinander dargestellt werden.

10. Röntgeneinrichtung zur Durchführung des Verfahrens nach Anspruch 1

- mit einer Bildgebungseinheit (1) mit einer Röntgenquelle (12) und einem Röntgendetektor (13) zur Ermittlung einer Serie von Röntgenprojektionsbildern ( $D_i$ ;  $E_j$ ) während einer Kontrastmittelzuführung an die Blutgefäße und zur Ermittlung eines den Verlauf von Blutgefäßen in dem Untersuchungsobjekt (3) enthaltenden Bilddatensatzes (H; K),
- mit einer Recheneinheit (19) zur Segmentierung der mit Kontrastmittel gefüllten Bereiche der Blutgefäße in den einzelnen Röntgenpro-

jektionsbildern ( $D_i$ ;  $E_j$ ) und zur zeitlichen Kodierung des Bilddatensatzes (K) durch Vergleich des Bilddatensatzes (H; K) mit den segmentierten Röntgenprojektionsbildern ( $D_j'$ ;  $F_j$ ) und mit einer Wiedergabebeanordnung zur Darstellung eines oder mehrerer aus dem zeitlich kodierten Bilddatensatz (H'; R') erstellter, den zeitlichen Verlauf des Blutflusses darstellender Bilder (B).

11. Röntgeneinrichtung nach Anspruch 10,  
dadurch gekennzeichnet,  
dass die Bildgebungseinheit eine erste Röntgenquelle (12) und einen ersten Röntgendetektor (13) zur Ermittlung einer ersten Serie von zweidimensionalen Röntgenbildern ( $E_j$ ) aus einer festen Röntgenposition ( $r_4$ ) und eine zweite Röntgenquelle (12') und einen zweiten Röntgendetektor (13') zur Ermittlung einer zweiten Serie von zweidimensionalen Röntgenbildern ( $E_j$ ) aus unterschiedlichen Röntgenpositionen ( $r_1$ ,  $r_2$ ,  $r_3$ ) aufweist.

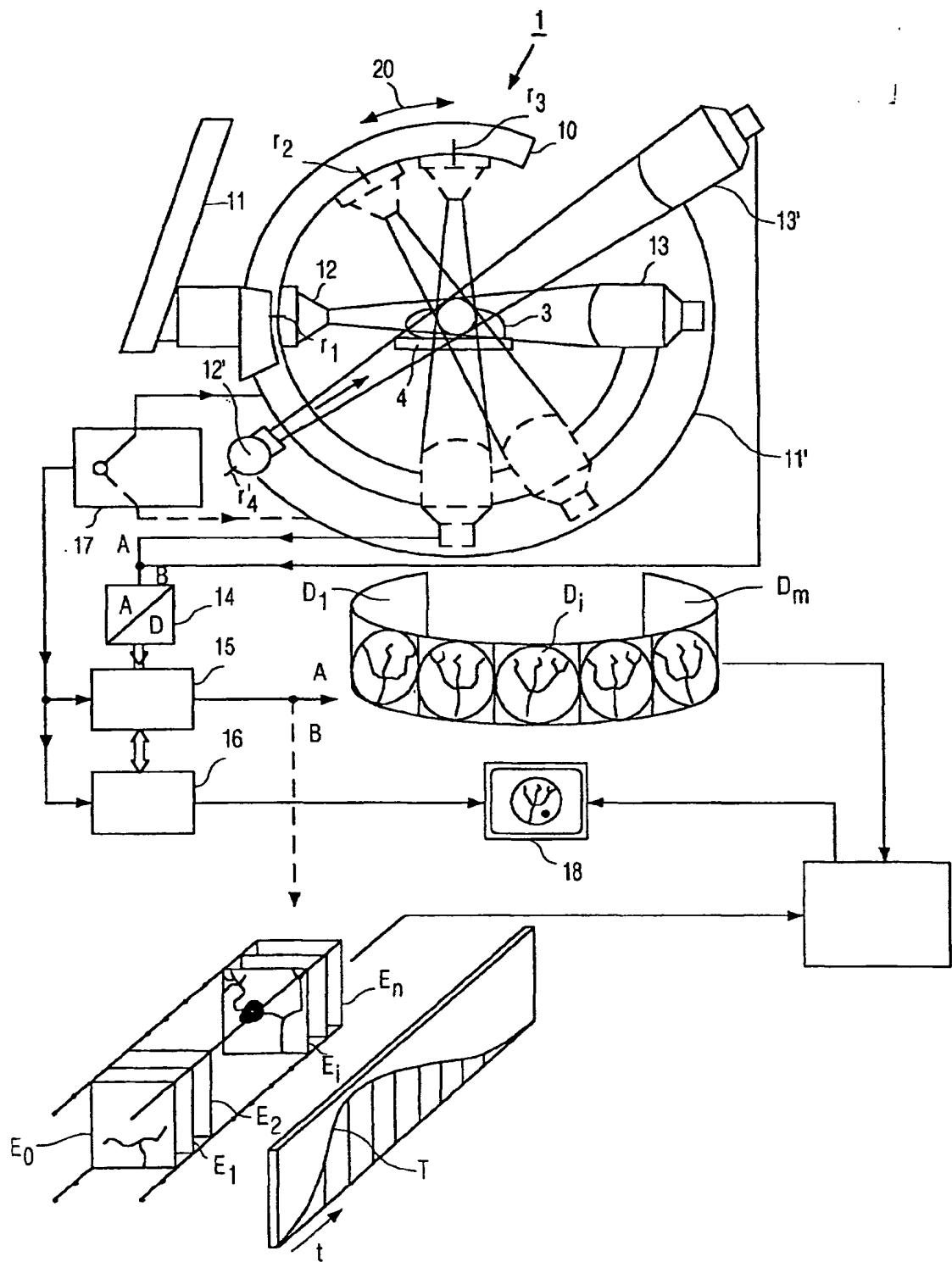


FIG. 1

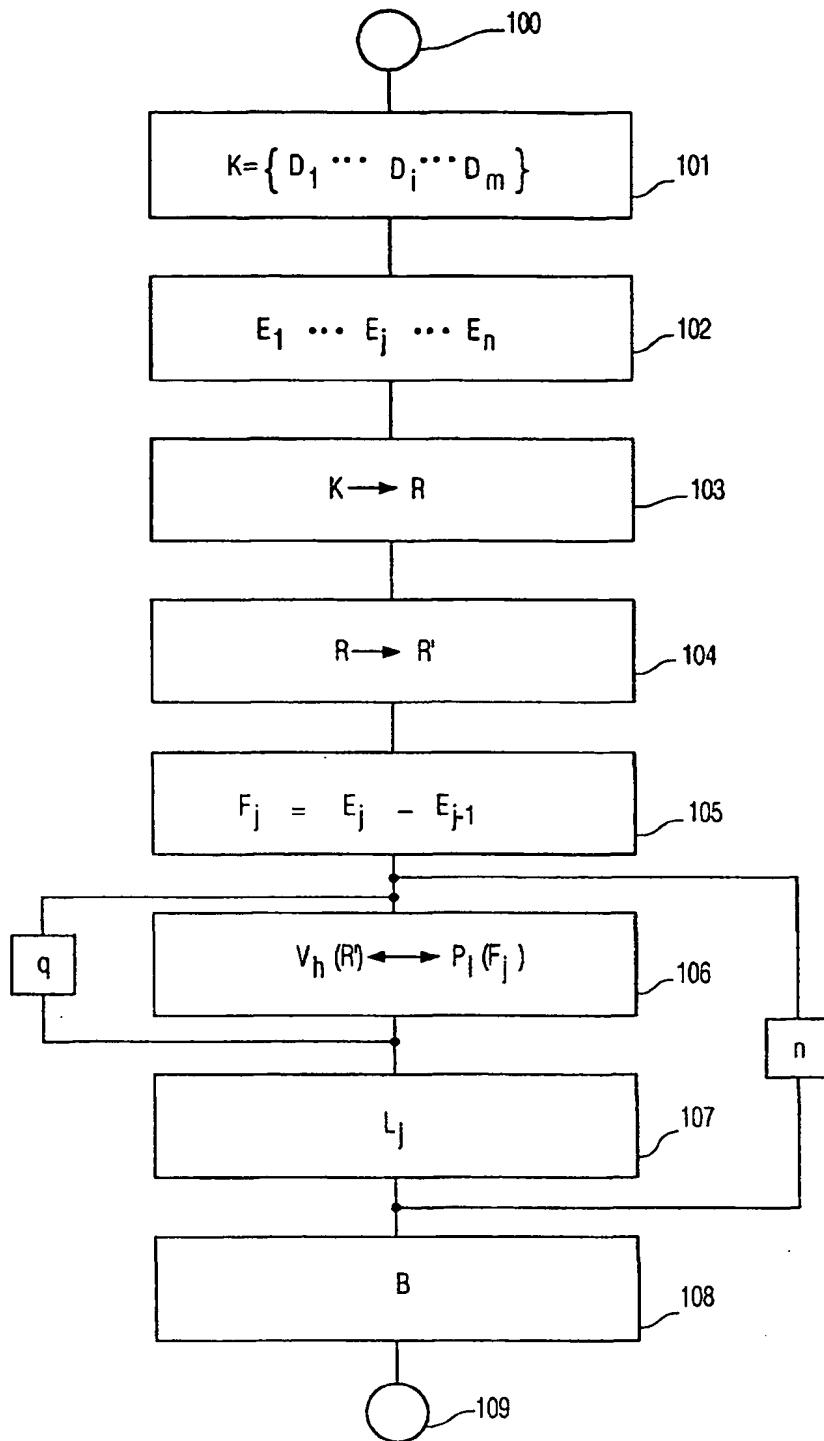


FIG. 2

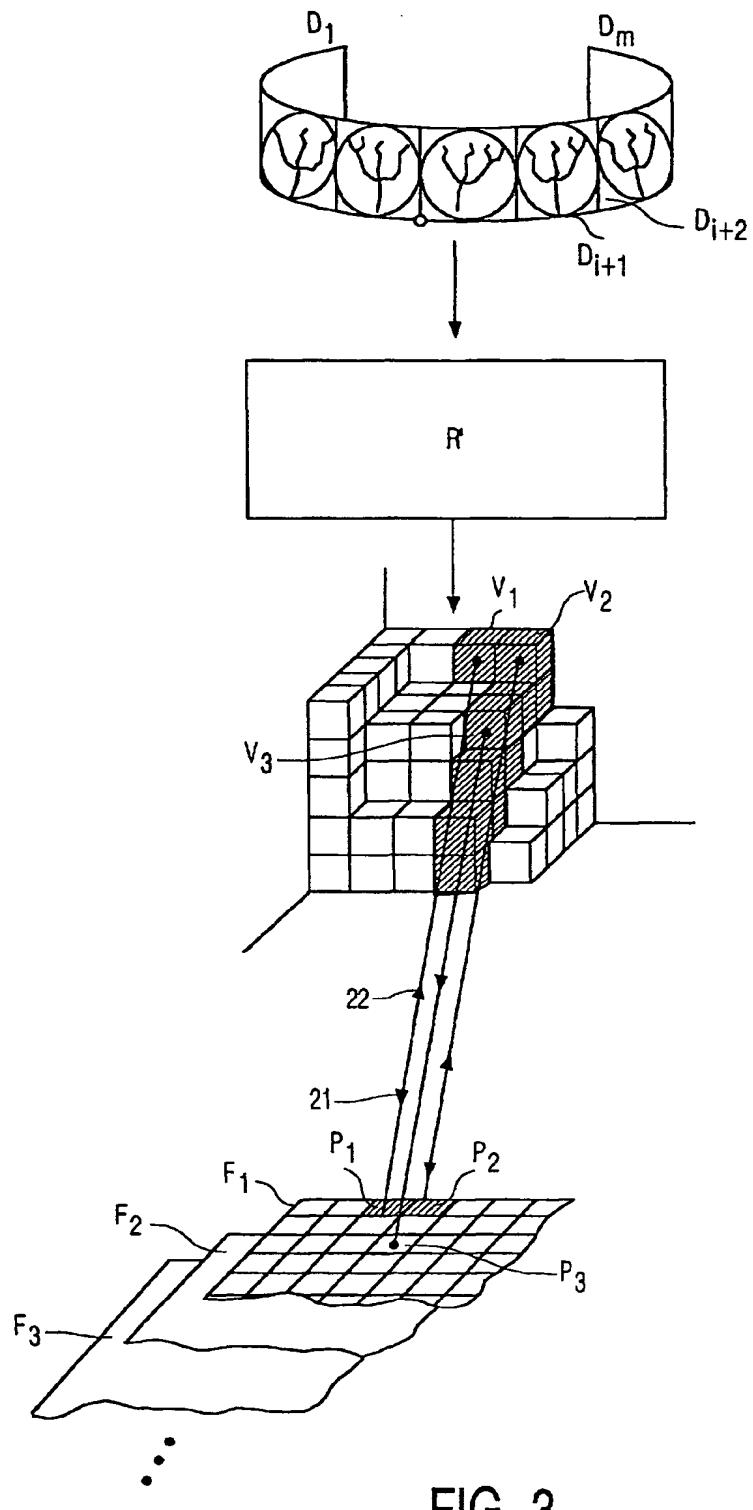


FIG. 3

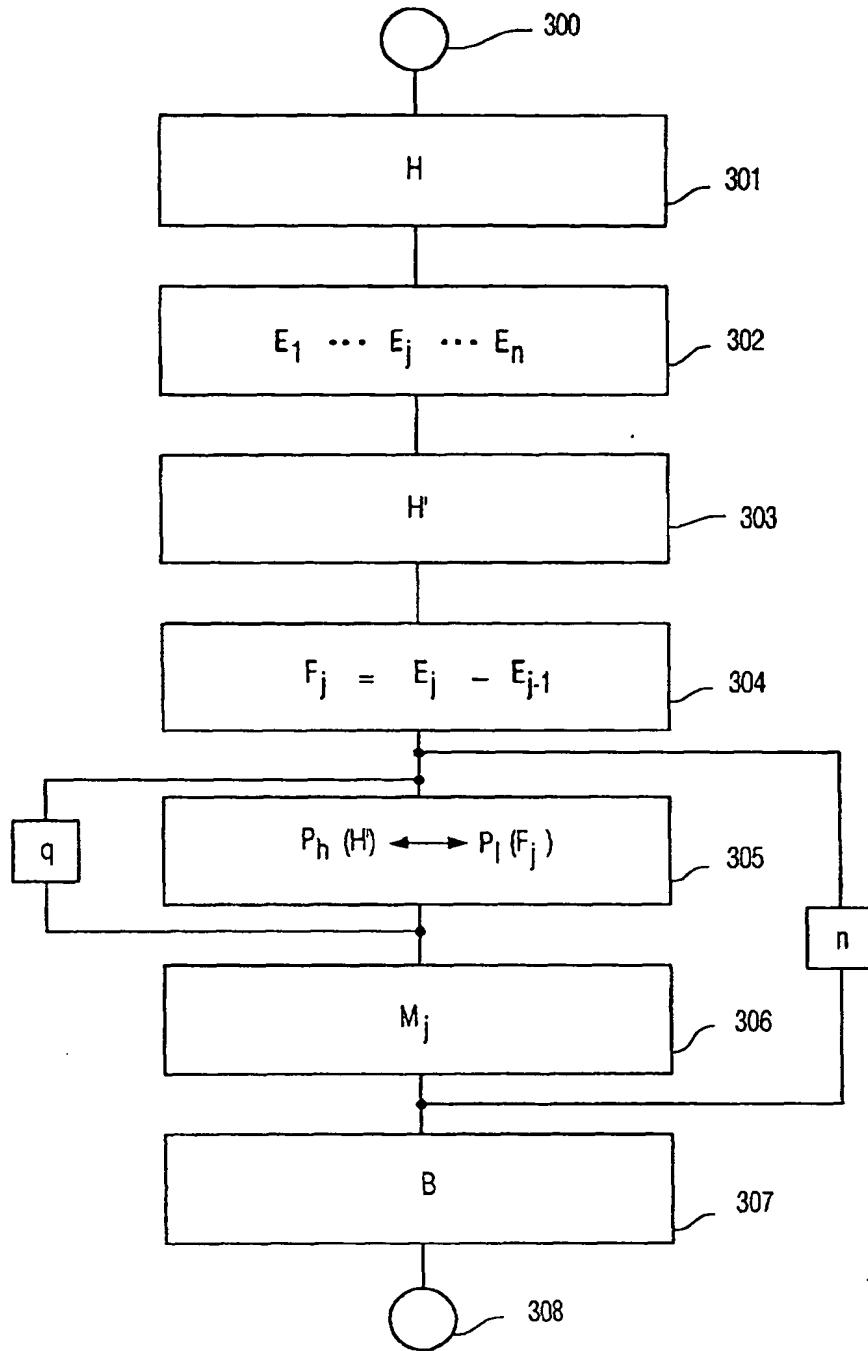


FIG. 5

**THIS PAGE BLANK (USPS)**